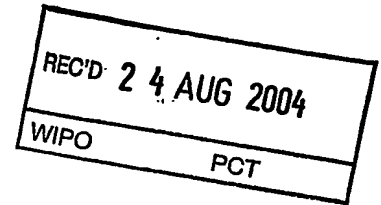


BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

EPOH/8161

**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 103 34 108.0

Anmeldetag: 25. Juli 2003

Anmelder/Inhaber: Carl Zeiss Meditec AG, 07745 Jena/DE

Bezeichnung: Verfahren und Vorrichtung zum Ausbilden einer geschlossenen, gekrümmten Schnittfläche

IPC: A 61 F, A 61 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 7. Juli 2004
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Schäfer

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

Carl Zeiss Meditec AG
Anwaltsakte: PAT 9030/044

25. Juli 2003
K/22/ch(me)

**Verfahren und Vorrichtung zum Ausbilden einer geschlossenen, gekrümmten
Schnittfläche**

5 Die Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zum Ausbilden einer ein Teilvolumen innerhalb
eines transparenten Materials umschließenden Schnittfläche, mit einer Laserstrahlungsquelle,
die Laserstrahlung in das Material fokussiert und dort optische Durchbrüche bewirkt, wobei eine
Scaneinrichtung, die den Fokuspunkt dreidimensional verstellt und eine Steuereinrichtung
vorgesehen sind, die die Scaneinrichtung ansteuert, um die Schnittfläche durch
10 Aneinanderreihen der optischen Durchbrüche im Material zu bilden. Die Erfindung bezieht sich
weiter auf ein Verfahren zum Ausbilden einer ein Teilvolumen innerhalb eines transparenten
Materials umschließenden Schnittfläche durch Erzeugen optischer Durchbrüche im Material
mittels auf einer optischen Achse ins Material fokussierter Laserstrahlung, wobei der
Fokuspunkt dreidimensional verstellt wird, um die Schnittfläche durch Aneinanderreihung der
15 optischen Durchbrüche zu bilden.

Gekrümmte Schnittflächen innerhalb eines transparenten Materials werden insbesondere bei
laserchirurgischen Verfahren und dort insbesondere bei augenchirurgischen Eingriffen erzeugt.
Dabei wird Behandlungs-Laserstrahlung innerhalb des Gewebes d.h. unterhalb der
20 Gewebeoberfläche derart fokussiert, daß optische Durchbrüche im Gewebe entstehen.

Im Gewebe laufen dabei zeitlich hintereinander mehrere Prozesse ab, die durch die
Wechselwirkung mit der Laserstrahlung initiiert werden. Überschreitet die Leistungsdichte der
Strahlung einen Schwellwert, kommt es zu einem optischen Durchbruch, der im Material eine
25 Plasmablase erzeugt. Diese Plasmablase wächst nach Entstehen des optischen Durchbruches
durch sich ausdehnende Gase. Anschließend wird das in der Plasmablase erzeugte Gas vom
umliegenden Material aufgenommen, und die Blase verschwindet wieder. Dieser Vorgang
dauert allerdings sehr viel länger, als die Entstehung der Blase selbst. Wird ein Plasma an einer
Materialgrenzfläche erzeugt, die durchaus auch innerhalb einer Materialstruktur liegen kann, so
30 erfolgt ein Materialabtrag von der Grenzfläche. Man spricht dann von Photoablation. Bei einer

Plasmablase, die vorher verbundene Materialschichten trennt, ist üblicherweise von Photodisruption die Rede. Der Einfachheit halber werden all solche Prozesse hier unter dem Begriff optischer Durchbruch zusammengefaßt, d.h. dieser Begriff schließt nicht nur den eigentlichen optischen Durchbruch sondern auch die daraus resultierenden Wirkungen im Material ein.

Für eine hohe Genauigkeit eines laserchirurgischen Verfahrens ist es unumgänglich, eine hohe Lokalisierung der Wirkung der Laserstrahlen zu gewährleisten und Kolateralschäden in benachbartem Gewebe möglichst zu vermeiden. Es ist deshalb im Stand der Technik üblich, die Laserstrahlung gepulst anzuwenden, so daß der zur Auslösung eines optischen Durchbruchs nötige Schwellwert für die Leistungsdichte nur in den einzelnen Pulsen überschritten wird. Die US 5.984.916 zeigt diesbezüglich deutlich, daß der räumliche Bereich des optischen Durchbruchs (in diesem Fall der erzeugten Wechselwirkung) stark von der Pulsdauer abhängt. Eine hohe Fokussierung des Laserstrahls in Kombination mit sehr kurzen Pulsen erlaubt es damit, den optischen Durchbruch sehr punktgenau in einem Material einzusetzen.

Der Einsatz von gepulster Laserstrahlung hat sich in der letzten Zeit besonders zur laserchirurgischen Fehlsichtigkeitskorrektur in der Ophthalmologie durchgesetzt. Fehlsichtigkeiten des Auges rühren oftmals daher, daß die Brechungseigenschaften von Hornhaut und Linse keine optimale Fokussierung auf der Netzhaut bewirken.

Die erwähnte US 5.984.916 sowie die US 6.110.166 beschreiben gattungsgemäße Verfahren zur Schnitterzeugung mittels geeigneter Erzeugung optischer Durchbrüche, so daß im Endeffekt die Brechungseigenschaften der Hornhaut gezielt beeinflusst werden. Eine Vielzahl von optischen Durchbrüchen wird so aneinandergesetzt, daß innerhalb der Hornhaut des Auges ein linsenförmiges Teilvolumen isoliert wird. Das vom übrigen Hornhautgewebe getrennte linsenförmige Teilvolumen wird dann über einen seitlich öffnenden Schnitt aus der Hornhaut herausgenommen. Die Gestalt des Teilvolumens ist so gewählt, daß nach Entnahme die Form und damit die Brechungseigenschaften der Hornhaut so geändert sind, daß die erwünschte Fehlsichtigkeitskorrektur bewirkt ist. Die dabei geforderten Schnittflächen sind gekrümmt, was eine dreidimensionale Verstellung des Fokus nötig macht. Es wird deshalb eine zweidimensionale Ablenkung der Laserstrahlung mit gleichzeitiger Fokusverstellung in einer dritten Raumrichtung kombiniert.

Die zweidimensionale Ablenkung der Laserstrahlung ist wie die Fokusverstellung gleichermaßen ausschlaggebend für die Genauigkeit, mit der die Schnittfläche erzeugt werden kann. Gleichzeitig wirkt sich die Verstellgeschwindigkeit, die dabei erreichbar ist, auf die Schnelligkeit, mit der die geforderte Schnittfläche erzeugt werden kann, aus. Eine schnelle

Schnittflächenerzeugung ist nicht nur aus Komfort- oder Zeitersparniswünschen anzustreben, vor dem Hintergrund, daß bei ophthalmologischen Operationen unvermeidlicherweise Bewegungen des Auges auftreten, fördert eine schnelle Schnittflächenerzeugung zusätzlich die optische Qualität des erzielten Resultats bzw. senkt die Anforderungen an eventuelle Nachführungen von Augenbewegungen.

Der Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zugrunde ein Verfahren und eine Vorrichtung der eingangs genannten Art so auszugestalten, daß für die Erzeugung einer Schnittfläche eine möglichst geringe Zeit erforderlich ist.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß mit einer Vorrichtung der eingangs genannten Art gelöst, deren Steuereinrichtung den Fokuspunkt entlang einer Raum-Spirale verstellt, die in der Schnittfläche liegt und entlang einer im wesentlichen rechtwinklig zur optischen Achse liegenden Hauptachse verläuft. Die Aufgabe wird weiter mit einer Vorrichtung der eingangs genannten Art gelöst, bei der die Steuereinrichtung den Fokuspunkt entlang Höhenlinien verstellt, die in Ebenen liegen, welche im wesentlichen parallel zur optischen Achse sind.

Die Aufgabe wird weiter mit einem Verfahren der eingangs genannten Art gelöst, bei dem der Fokuspunkt entlang einer Raum-Spirale verstellt wird, die in der Schnittfläche liegt und entlang einer im wesentlichen rechtwinklig zur optischen Achse liegenden Hauptachse verläuft. Die Hauptachse ist also die Schraubenachse längs der sich die Spirale erstreckt.

Die Erfindung wird schließlich weiter durch ein Verfahren der eingangs genannten Art gelöst, bei dem der Fokuspunkt entlang Höhenlinien der Schnittfläche verstellt wird, die in Ebenen liegen, welche im wesentlichen parallel zur optischen Achse sind.

Die Erfindung nimmt also vom herkömmlichen Abrastern einer gekrümmten Schnittfläche Abstand und bewirkt einen gleichzeitigen Schnittvorschub an Teilen der Schnittfläche, die entlang der optischen Achse an unterschiedlichen Stellen liegen. Im Stand der Technik war es dagegen immer bekannt, zunächst die auf der optischen Achse entfernter liegenden Flächenteile einer Schnittfläche zu schneiden. Diese entfernter liegende Fläche wird nachfolgend in Analogie zur augenchirurgischen Nomenklatur als posteriore Fläche bezeichnet. Im Stand der Technik wurde erst nach vollständigem Abrastern der posterioren Seite der Schnittfläche die auf der optischen Achse der Behandlungsvorrichtung nähergelegene Teilfläche geschnitten, die nachfolgend als anteriore Fläche bezeichnet wird.

Erfindungsgemäß erfolgt nun ein Schnittvorschub abwechselnd an der posterioren und der anterioren Fläche. Durch dieses Konzept können trotz gleichbleibender Schnittgeschwindigkeit

hohe Verstellgeschwindigkeiten des Fokuspunktes entlang der optischen Achse vermieden werden. Da diese Verstellung zweckmäßigerweise durch eine verstellbares Teleskop vorgenommen wird, sind somit die mechanischen Anforderungen an die Optik durch die erfindungsgemäße Steuereinrichtung bzw. das erfindungsgemäße Verfahren stark gemindert.

5 Da der Fokuspunkt entlang einer Spirale oder entlang Höhenlinien verstellt wird, treten die beim Stand der Technik erforderlichen Umkehrpunkte, die eine hohe Verstellgeschwindigkeit am Übergang zwischen posteriorer und anteriorer Teilfläche der Schnittfläche erforderlich machten, nicht mehr auf. Statt dessen kann in Richtung der optischen Achse mit nahezu monofrequenter oder sehr schmalbandiger Verstellung gearbeitet werden.

10

Beim Erzeugen der Schnittfläche durch Aneinanderreihen von optischen Durchbrüchen ist zu beachten, daß mitunter die Erzeugung eines Durchbruches hinter einer schon erzeugten Durchbruch nur mit sehr schlechter Qualität oder mitunter gar nicht möglich ist, da durch eine auf der optischen Achse anterior liegende erzeugte Schnittfläche Streueffekte zur Folge haben kann, welche die Strahlqualität des Laserstrahls beim Durchtritt so beeinträchtigen, daß posterior kein gewünschter optische Durchbruch mehr möglich ist. Es sollte deshalb dafür Sorge getragen werden, daß eine Situation, bei der ein anterior liegender Schnitt eine posterior liegende Stelle, an der ein optischer Durchbruch erzeugt werden soll, verdeckt, nicht auftritt. Dies kann dadurch erreicht werden, daß die Erzeugung optischer Durchbrüche auf jeder Höhenlinie bzw. auf der Spirale am posterior liegenden Teil begonnen wird. Zusätzlich kann dafür gesorgt werden, daß die Hauptachse, auf der die Spirale bezogen ist, gegenüber der optischen Achse nicht Gleiches gilt für die Parallelität der Ebenen der Höhenlinien und der optischen Achse. Es genügt eine Abweichung, die gerade so groß ist, daß eine anterior liegende Fokusspur knapp neben dem anschließenden posterioren Verlauf liegt. Die Winkelabweichung kann also sehr gering sein, weshalb diese Abweichung von der Formulierung „im wesentlichen rechtwinklig“ bzw. "im wesentlichen parallel" umfaßt sein soll. Die Hauptachse bzw. die Ebenen fällt/fallen also mit einer senkrecht zur optischen Achse liegenden Achse zusammen oder schließt/schließen mit dieser einen spitzen Winkel ein.

20

25

30

35

Die Scaneinrichtung, die den Fokuspunkt verstellt, weist zweckmäßigerweise eine verstellbare Optik zur Verstellung entlang der optischen Achse und eine Ablenkeinheit zur zweidimensionalen Verstellung des Fokuspunktes senkrecht zur optischen Achse auf. Die Ablenkeinheit kann dabei durch Kipp- oder Schwenkspiegel ausgebildet werden, die zueinander gekreuzte Drehachsen aufweisen. Zweckmäßigerweise wird man die Drehachsen jeweils rechtwinklig zur optischen Achse wählen.

Die Steuereinrichtung sorgt für geeigneten Betrieb der Ablenkeinrichtung. Dazu kann sie beispielsweise die Scaneinrichtung in einer Richtung mit einer Dreieckfunktion, in der anderen

Richtung mit einer linearen Funktion, der eine Schwingung oder Treppenfunktion mit geringer Amplitude überlagert ist, ansteuern. Die Verstellung des Fokuspunktes entlang der optischen Achse kann dann mit einer sinusähnlichen Funktion erfolgen, so daß die Steuereinrichtung eine resultierende dreidimensionale Bahnform des Fokuspunktes in Form einer schräg im Raum

5 liegenden Ellipse oder ellipsen-ähnlichen Gebilde bewirkt, wobei die Steuereinheit sicherstellt, daß die gerade zu schneidende Spur der Ellipse nicht von schon anterior geschnittenem Gebiet überdeckt wird.

Die Ansteuerung der Verstellung entlang der optischen Achse gemäß einer sinusähnlichen

10 Funktion zeigt, daß die Frequenzanforderungen an die Verstelleinrichtung sehr gering sind, da eine sinusähnliche Funktion beispielsweise in einer Fourier-Synthese aus Sinusfunktionen geringer Bandbreite aufgebaut werden kann.

Die Erfindung wird nachfolgend unter Bezugnahme auf die Zeichnung beispielhalber noch

15 näher erläutert. In der Zeichnung zeigt:

Figur 1 eine perspektivische Darstellung eines Patienten während einer laserchirurgischen Behandlung mit einem laserchirurgischen Instrument,

Figur 2 die Fokussierung eines Strahlenbündels auf das Auge des Patienten beim Instrument

20 der Figur 1,

Figur 3 eine schematische Darstellung zur Erläuterung einer während der laserchirurgischen Behandlung mit dem Instrument der Figur 1 erzeugten Schnittfläche,

Figur 4 eine Ablenkvorrichtung des laserchirurgischen Instruments der Figur 1,

Figur 5 einen beispielhaften Zeitverlauf einer Ansteuerfunktion zur Ansteuerung des

25 Zeilenspiegels der Figur 4,

Figur 6 eine beispielhafte Zeitreihe der Ansteuerfunktion des Bildspiegels der Figur 4,

Figur 7 eine beispielhafte Zeitreihe zur Ansteuerung der Zoomoptik der Figur 2,

Figur 8 Ansichten der Schnittführung in y/x- bzw. z/y-Ebene des Teilvolumens der Figur 3

Figur 9 eine perspektivische Darstellung zur Veranschaulichung der Fokuspunktverstellung

30 beim Ausbilden einer gekrümmten, geschlossenen Schnittfläche, und

Figur 10 eine perspektivische Darstellung ähnlich der Figur 9

In Figur 1 ist ein laserchirurgisches Instrument zur Behandlung eines Auges 1 eines Patienten gezeigt, wobei das laserchirurgische Instrument 2 zur Ausführung einer refraktiven Korrektur

35 dient. Das Instrument 2 gibt dazu einen Behandlungs-Laserstrahl 3 auf das Auge des Patienten 1 ab, dessen Kopf in einen Kopfhalter 4 fixiert ist. Das laserchirurgische Instrument 2 ist in der Lage, einen gepulsten Laserstrahl 3 zu erzeugen, so daß das in US 6.110.166 beschriebene Verfahren ausgeführt werden kann.

Das laserchirurgische Instrument 2 weist dazu, wie in Figur 2 schematisch dargestellt ist, eine Strahlquelle S auf, deren Strahlung in die Hornhaut 5 des Auges 1 fokussiert wird. Mittels des laserchirurgischen Instrumentes 2 wird eine Fehlsichtigkeit des Auges 1 des Patienten dadurch
5 behoben, daß aus der Hornhaut 5 Material so entfernt wird, daß sich die Brechungseigenschaften der Hornhaut um ein gewünschtes Maß ändern. Das Material wird dabei dem Stroma der Hornhaut entnommen, das unterhalb von Epithel und Bowmanscher Membran oberhalb der Decemetschen Membran und des Endothels liegt.

10 Die Materialentfernung erfolgt, indem durch Fokussierung des hochenergetischen gepulsten Laserstrahls 3 mittels eines Teleskops 6 in einem in der Hornhaut 5 liegenden Fokus 7 in der Hornhaut Gewebeschichten getrennt werden. Jeder Puls der gepulsten Laserstrahlung 3 erzeugt dabei einen optischen Durchbruch im Gewebe, welcher eine Plasmablaste 8 initiiert. Dadurch umfaßt die Gewebeschichttrennung ein größeres Gebiet, als der Fokus 7 der
15 Laserstrahlung 3. Durch geeignete Ablenkung des Laserstrahls 3 werden nun während der Behandlung viele Plasmablasten 8 aneinandergereiht. Die aneinanderliegenden Plasmablasten 8 bilden dann eine Schnittfläche 9, die ein Teilvolumen T des Stromas, nämlich das zu entfernende Material der Hornhaut 5 umschreiben.

20 Das laserchirurgische Instrument 2 wirkt durch die Laserstrahlung 3 wie ein chirurgisches Messer, das, ohne die oberen Schichten der Hornhaut 5 zu verletzen, direkt Materialschichten im Inneren der Hornhaut 5 trennt. Führt man den Schnitt durch weitere Erzeugung von Plasmablasten 8 bis an die Oberfläche der Hornhaut 5, kann ein durch die Schnittfläche 9 isoliertes Material der Hornhaut 5 seitlich herausgezogen und somit entfernt werden.

25 Die Erzeugung der Schnittfläche 9 mittels des laserchirurgischen Instrumentes 2 ist in Figur 3 schematisch dargestellt. Durch Aneinanderreihung der Plasmablasten 8 in Folge stetiger Verschiebung des Fokus 7 des gepulsten fokussierten Laserstrahls 3 wird die Schnittfläche 9 gebildet.

30 Die laterale Fokusverschiebung erfolgt dabei zum einen in einer Ausführungsform mittels der in Figur 4 schematisch dargestellten Ablenkeinheit 10, die den auf als einer Haupteinfallssachse dienenden optischen Achse A auf das Auge 1 einfallenden Laserstrahls 3 um zwei senkrecht zueinander liegenden Achsen ablenkt. Die Ablenkeinheit 10 verwendet dafür einen
35 Zeilenspiegel 11 sowie einen Bildspiegel 12, was zu zwei hintereinander liegenden räumlichen Ablenkachsen führt. Der Kreuzungspunkt der Hauptstrahlachse mit der Ablenkachse ist dann der jeweilige Ablenkpunkt. Zur arialen Fokusverschiebung wird zum anderen des Teleskops 6 geeignet verstellt. Dadurch kann der Fokus 7 in dem in Figur 4 schematisch dargestellten x/y/z-

Koordinatensystem entlang dreier orthogonaler Achsen verstellt werden. Die Ablenkeinheit 10 verstellt den Fokus in der x/y-Ebene, wobei der Zeilenspiegel den Fokus in der x-Richtung und der Bildspiegel in der y-Richtung zu verstellen erlaubt. Das Teleskop 6 wirkt dagegen auf die z-Koordinate des Fokus 7. Alle Baugruppen des Instrumentes 2 werden von einer vorzugsweise in das Instrument integrierten Steuereinheit angesteuert.

Ist eine wie in Figur 3 gezeigte Schnittfläche in die gleiche Richtung wie die Hornhautoberfläche gewölbt, so ist dies mit einer Optik, deren Bildfeldkrümmung ähnlich der Krümmung der Hornhaut ist, zu erreichen, ohne daß die Führung des Fokus 7 dies berücksichtigen muß.

Wie in Figur 3 zu sehen ist, fällt der Behandlungs-Laserstrahl 3 entlang oder auf der optischen Achse A auf das Auge 1. Das Teilvolumen T, das von der Schnittfläche 9 umschlossen wird, weist damit Grenzflächen auf, die entlang der optischen Achse A in unterschiedlichem Abstand vom Instrument 2 liegen. Die Schnittfläche 9 ist in eine anteriore Teilfläche 9a sowie in eine posteriore Teilfläche 9p, die auf der optischen Achse hinter der anterioren Teilfläche 9a liegt, unterteilbar. Zum Erzeugen der Schnittfläche 9 wird der Fokus 7 zyklisch von der posterioren Teilfläche 9p auf die anteriore Teilfläche 9a und zurück verstellt. Die Schnittfläche 9 wird also gleichzeitig an der Vorder- und der Rückseite des Teilvolumens T erzeugt.

In einer ersten Ausführungsform wird der Fokus 7 entlang einer auf eine Hauptachse H bezogenen Raum-Spirale verstellt. Die dabei von der Steuereinheit an die Ablenkeinheit 10 sowie die Zoomoptik 6 abgegebenen Ansteuersignale sind beispielhaft in den Figuren 5, 6 und 7 gezeigt. Die Figur 8 zeigt Bahnen des Fokus 7 in zwei Ebenen. In Figur 9 ist die vom Fokus 7 abgefahrene Raumspirale perspektivisch veranschaulicht.

Wie Figur 9 zeigt, wird zur Isolierung des Teilvolumens T die Schnittfläche 9 erzeugt, indem der Fokus 7 entlang einer Raumspirale 22 verstellt wird, entlang der die Plasmablasen 8 die Schnittfläche 9 bilden. Zur Vereinfachung ist in Figur 9 der Abstand zwischen einzelnen Spiralwindungen sehr viel größer gezeigt, als er zum Zusammensetzen der geschlossenen Schnittflächen 9 aus Plasmablasen 8 erforderlich ist. Wie Figur 9 zu entnehmen ist, liegt die Hauptachse H, entlang der sich die Raumspirale 22 erstreckt, spitzwinklig zu einer rechtwinklig zur optischen Achse A gelegenen Achse, wobei in Darstellung der Figur 9 die optische Achse A mit der Koordinatenachse z zusammenfällt. Die Bahn des Fokus 7 fährt also alternierend eine in der posterioren Teilfläche 9p liegende Linie (in Figur 9 gestrichelt gezeichnet) und dann eine zur anterioren Teilfläche 9a gehörende Linie (in Figur 9 durchgezogen gezeichnet) ab.

Um den Fokus 7 entlang der Raumspirale 22 zu verstellen, beaufschlagt die Steuereinheit des Instruments 2 den Zeilenspiegel 11 mit der in Figur 5 dargestellten Sinusfunktion F_x . Der Zeilenspiegel führt also eine hin- und hergehende Kippschwingung aus.

- 5 Zusätzlich zur Ansteuerfunktion F_x wird der Bildspiegel 12, der die Ablenkung in y-Richtung bewirkt, mit einer Ansteuerfunktion F_y angesteuert (vgl. Figur 6), die einer langsamen linearen Steigerung entspricht, der eine Schwingung mit geringer Amplitude überlagert ist. Zum Zeitpunkt t_0 , zu dem die Ansteuerfunktion F_x ein Maximum hat, zeigt die Ansteuerfunktion F_y einen Wert, der exakt der (in Figur 6 gestrichelt eingezeichneten) linearen Steigung entspricht.
- 10 Liegt F_x auf einem Mittelwert, zeigt F_y den maximalen Abstand zur linearen Steigung. Die in der Ansteuerfunktion F_y auftretenden Frequenzen, denen der Bildspiegel 12 genügen muß, sind etwa $1/1000$ der in der Funktion F_x auftretenden.

- 15 Um nun zu erreichen, daß schon geschnittenes Gewebe aus anterior liegenden Schichten keine posterior liegende Erzeugung einer Plasmablaste 8 behindert, d. h. daß der Laserstrahl 3 nicht schon geschnittenes Gebiet berührt, ist in der Ansteuerfunktion F_y die der linearen Steigung überlagerte Schwingung vorgesehen. Dadurch wird erreicht, daß sich der Fokus 7 bei Rückbewegung des Zeilenspiegels in einer y-Koordinate befindet, die zu einem Gebiet gehört, in dem die zugehörige anteriore Teilfläche 9a noch nicht geschnitten wurde.

- 20 Gleichzeitig wird die Verstellung entlang der optischen Achse A, d. h. in z-Richtung der Figur 9, gemäß einer sinusähnlichen Bewegung ausgeführt, die zum Zeitpunkt t_0 und weiteren Zeitpunkten, zu denen F_x einen Maximalwert und F_y einen der linearen Steigung entsprechenden Wert hat, einen Mittelwert aufweist. Die Ansteuerfunktion F_z für die Zoomoptik 6 ist somit in Phase mit der Schwingung der Ansteuerfunktion F_y für den Bildspiegel 12.
- 25

- 30 Durch die sinusähnliche Bewegung der Zoomoptik 6 ergibt sich die in Figur 9 dargestellte dreidimensionale Bahnform in Form eines schräg im Raum liegenden ellipsen-ähnlichen Gebildes, wobei sichergestellt ist, daß anteriore Bahnkurven nicht die als nächstes zu schneidenden posterioren Teile der Bahnkurve verdecken.

- 35 Je nach der zu bildenden Schnittfläche 9 sind andere Ansteuerfunktionen F_x , F_y , F_z vorgesehen. Allen gemein ist jedoch, daß die Schnittfläche 9 an Vorder- und Rückseite gleichzeitig gebildet wird und daß dadurch geringe Verstellgeschwindigkeit in z-Richtung nötig ist.

Figur 8 zeigt schematisch einen Ausschnitt einer Bahnkurve 20 des Fokus 7 in einer Projektion in der y/x-Ebene.

In einer zweiten Ausführungsform wird der Fokus 9, wie in Figur 10 gezeigt ist, entlang Höhenlinien 23 verstellt, die zu einer senkrecht zur optischen Achse A liegenden Hauptachse H orientiert sind, d. h. die bezogen auf diese Hauptachse H in einer Ebene liegen. Die Hauptachse H liegt dabei in der Ausführungsform senkrecht zur in Figur 10 mit der z-Achse identischen optischen Achse A, so daß die Höhenlinien 23 Ebenen aufspannen, die parallel zur als Haupteinfallssachse aufzufassenden optischen Achse A sind.

Der Fokus 7 wird in einer ersten Variante von der Ablenkeinheit 10 und dem Teleskop 6 unter Steuerung der Steuereinheit so verstellt, daß er jede Höhenlinie so abfährt, daß zuerst deren posterior liegendes Teilstück, d. h. der in der posterioren Teilfläche 9p liegende Abschnitt, und dann erst das anteriore Teilstück, d. h. der in der anterioren Teilfläche 9a liegende Abschnitt, überstrichen wird. Dadurch ist sichergestellt, daß keine anterior liegende Plasmablase 8 einen auf der posterioren Teilfläche 9p liegenden Ort abschattet, auf dem eine Plasmablase 8 erzeugt werden soll. Alternativ oder zusätzlich kann in einer zweiten Variante die Ebene jeder Höhenlinie 23 gegenüber der optischen Achse A leicht verkippt werden. Die Verkipfung ist dabei in einer Ausführungsform so gewählt, daß auf dem posterioren Abschnitt einer Höhenlinie liegende Plasmablasen 8 in Projektion entlang der optischen Achse A neben den Plasmablasen 8 liegen, die auf dem zugehörigen anterioren Teilstück der Höhenlinie erzeugt werden. In einer Variante kann sogar ein gewisser Abstand zwischen diesen Plasmablasen gegeben sein.

Patentanwälte
GEYER, FEHNERS & PARTNER (G.b.R.)

European Patent and Trademark Attorneys

MÜNCHEN – JENA

Büro München / Munich Offices:

Perhamerstraße 31 · D-80687 München · Telefon: (089) 5 46 15 20 · Telefax: (089) 5 46 03 92 · e-mail: gefepat.muc@t-online.de

Büro Jena / Jena Offices:

Sellierstraße 1 · D-07745 Jena · Telefon: (036 41) 2 91 50 · Telefax: (036 41) 29 15 21 · e-mail: gefepat.jena@t-online.de

Carl Zeiss Meditec AG
Anwaltsakte: PAT 9030/044

25. Juli 2003
K/22/ch(me)

Patentansprüche

1. Verfahren zum Ausbilden einer ein Teilvolumen (T) innerhalb eines transparenten Materials (5) umschließenden Schnittfläche (9) durch Erzeugen optischer Durchbrüche (8) im Material (5) mittels entlang einer optischen Achse (A) ins Material (5) fokussierter Laserstrahlung (3), wobei der Fokuspunkt (7) dreidimensional verstellt wird, um die Schnittfläche (9) durch Aneinanderreihung der optischen Durchbrüche (8) zu bilden, dadurch gekennzeichnet, daß der Fokuspunkt (7) entlang einer Raumspirale (22) verstellt wird, die in der Schnittfläche (9) liegt und entlang einer im wesentlichen rechtwinklig zur optischen Achse (A) liegenden Hauptachse (H) verläuft.
2. Verfahren zum Ausbilden einer ein Teilvolumen (T) innerhalb eines transparenten Materials (5) umschließenden Schnittfläche (9) durch Erzeugen optischer Durchbrüche (8) im Material (5) mittels auf einer optischen Achse (A) ins Material (5) fokussierter Laserstrahlung, wobei der Fokuspunkt (7) dreidimensional verstellt wird, um die Schnittfläche (9) durch Aneinanderreihung der optischen Durchbrüche (8) zu bilden, dadurch gekennzeichnet, daß der Fokuspunkt (7) entlang Höhenlinien (23) der Schnittfläche (9) verstellt, die in Ebenen liegen, welche im wesentlichen parallel zur optischen Achse (A) sind.
3. Verfahren nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Spirale (22) bzw. jede Höhenlinie (23) auf einem bezüglich der optischen Achse (A) posterior liegenden Teilstück begonnen wird.
4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Hauptachse (H) so liegt bzw. die Ebenen so liegen, daß posterior liegenden Teilstücke nicht von zuvor abgefahrenen anterior liegenden Teilstücken verdeckt sind.
5. Vorrichtung zum Ausbilden einer ein Teilvolumen (T) innerhalb eines transparenten Materials (5) umschließenden Schnittfläche (9), mit einer Laserstrahlungsquelle (S), die

Laserstrahlung (3) in das Material (5) fokussiert und dort optische Durchbrüche (8) bewirkt, wobei eine Scaneinrichtung (6, 10), die den Fokuspunkt (7) dreidimensional verstellt und eine Steuereinrichtung vorgesehen sind, die die Scaneinrichtung (6, 10) ansteuert, um die Schnittfläche (9) durch Aneinanderreihen der optischen Durchbrüche (8) im Material (5) zu bilden, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Steuereinrichtung den Fokuspunkt (7) entlang einer Raumspirale (22) verstellt, die in der Schnittfläche (9) liegt und entlang einer im wesentlichen rechtwinklig zur optischen Achse (A) liegenden Hauptachse (H) verläuft.

6. Vorrichtung zum Ausbilden einer ein Teilvolumen (T) innerhalb eines transparenten Materials (5) umschließenden Schnittfläche (9), mit einer Laserstrahlungsquelle (S), die Laserstrahlung (3) in das Material (5) fokussiert und dort optische Durchbrüche (8) bewirkt, wobei eine Scaneinrichtung (6, 10), die den Fokuspunkt (7) dreidimensional verstellt und eine Steuereinrichtung vorgesehen sind, die die Scaneinrichtung (6, 10) ansteuert, um die Schnittfläche (9) durch Aneinanderreihen der optischen Durchbrüche (8) im Material (5) zu bilden, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Steuereinrichtung den Fokuspunkt (7) entlang Höhenlinien (23) verstellt, die in Ebenen liegen, welche im wesentlichen parallel zur optischen Achse (A) sind.

7. Vorrichtung nach einem der obigen Vorrichtungsansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Scaneinrichtung eine verstellbare Optik (6) zur Verstellung des Fokuspunktes (7) entlang der optischen Achse (A) und einer Ablenkeinrichtung (10) zur zweidimensionalen Verstellung des Fokuspunktes (7) rechtwinklig zur optischen Achse aufweist.

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Steuereinrichtung die verstellbare Optik (6) gemäß einer stetigen, sinusartigen Funktion (Fz) ansteuert.

9. Vorrichtung nach Anspruch 8, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Steuereinrichtung die Ablenkeinrichtung (10) in einer der zwei Raumrichtungen gemäß einer sinusartigen Funktion (Fx) und in der anderen der zwei Raumrichtungen gemäß einer linearen Funktion (Fy), der eine Schwingung oder Treppenfunktion überlagert ist, ansteuert.

10. Vorrichtung nach einem der obigen Vorrichtungsansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Steuereinrichtung die Spirale (22) bzw. jede Höhenlinie (23) auf einem bezüglich der optischen Achse (A) posterior liegenden Teilstück beginnt.

11. Vorrichtung nach einem der obigen Vorrichtungsansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Steuereinrichtung die Hauptachse (H), bzw. die Ebenen so legt, daß posterior liegende Teilstücke nicht von zuvor abgefahrenen anterior liegenden Teilstücken verdeckt sind.

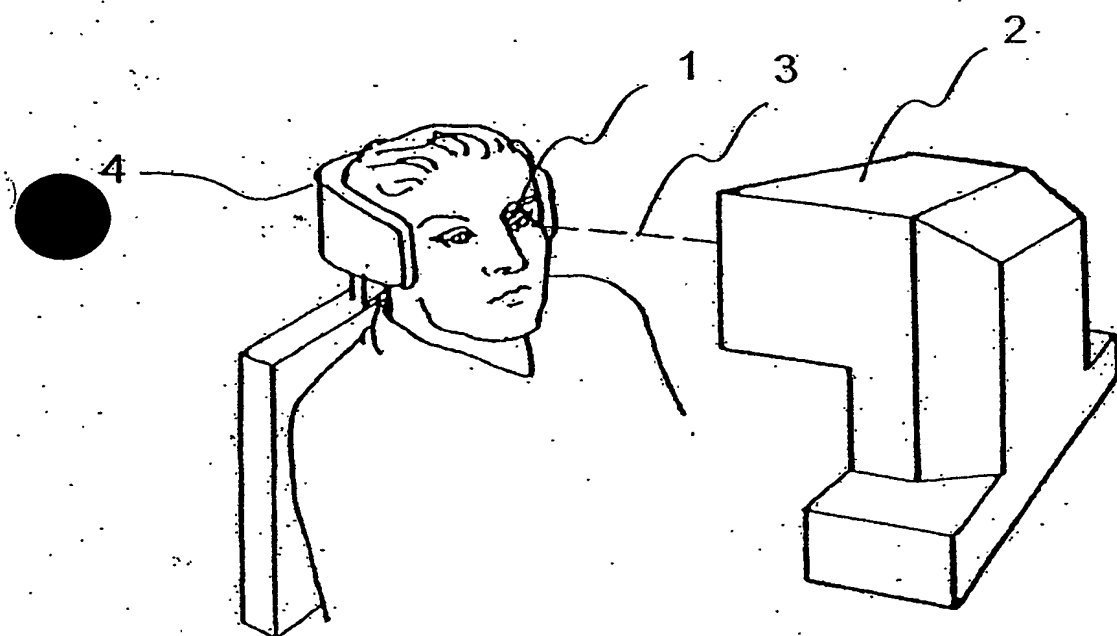


Fig. 1

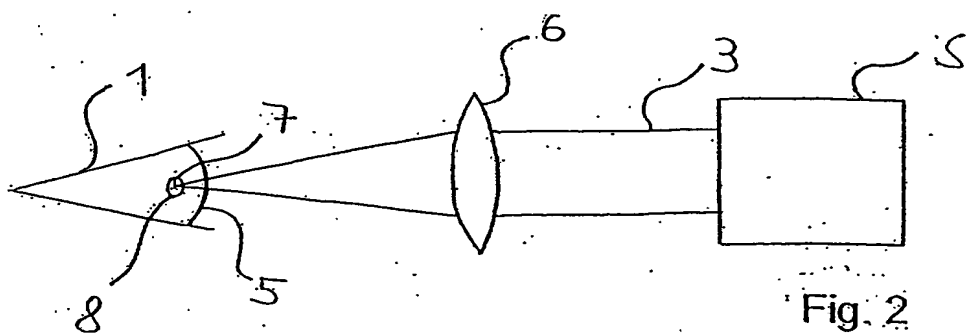


Fig. 2

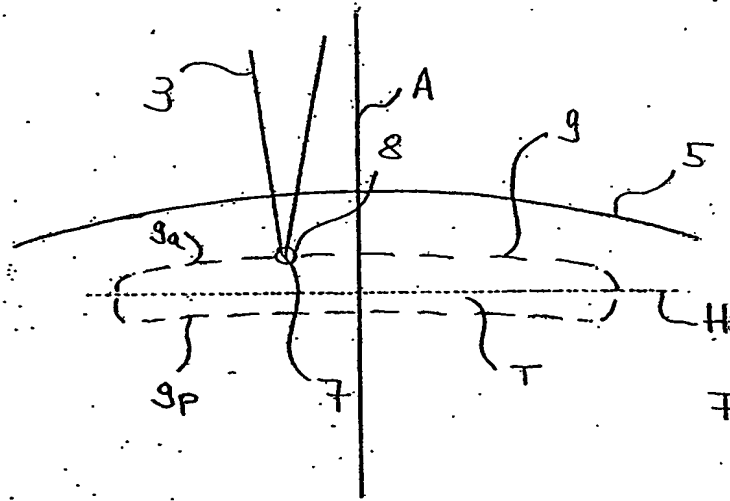


Fig. 3

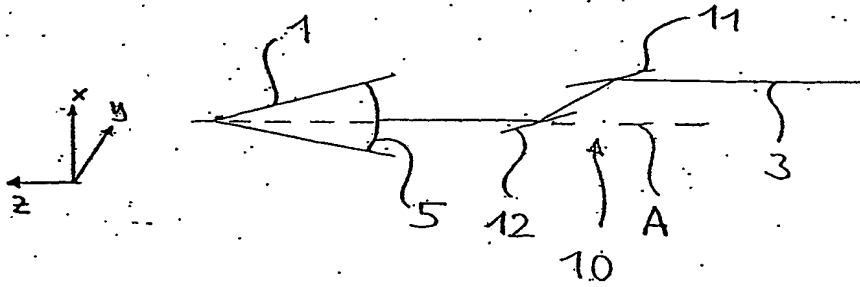


Fig. 4

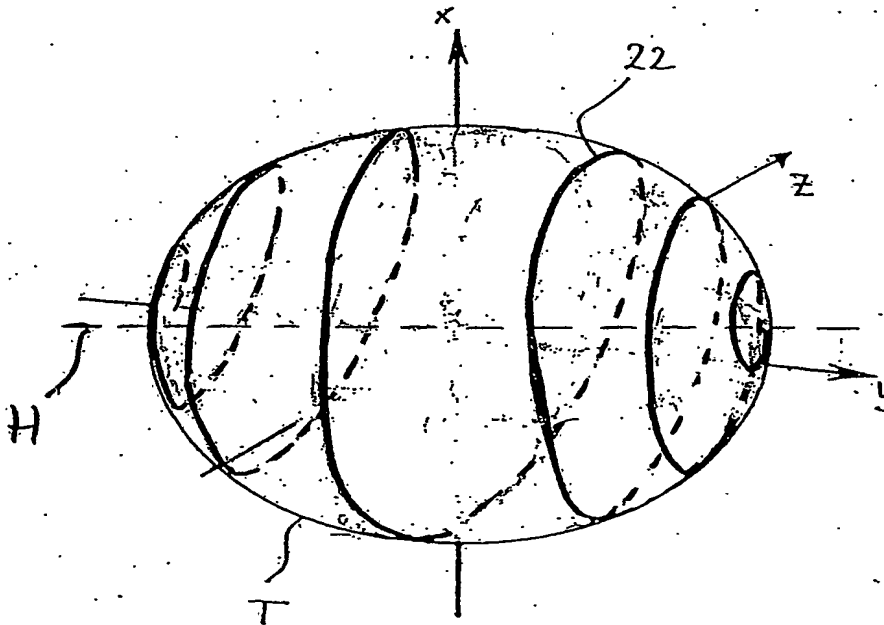


Fig. 5

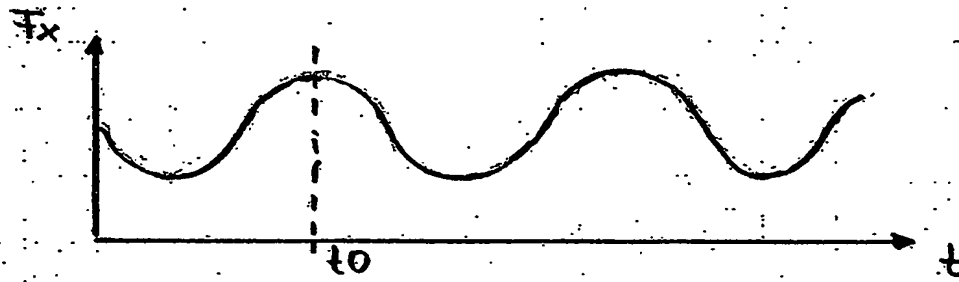


Fig. 5

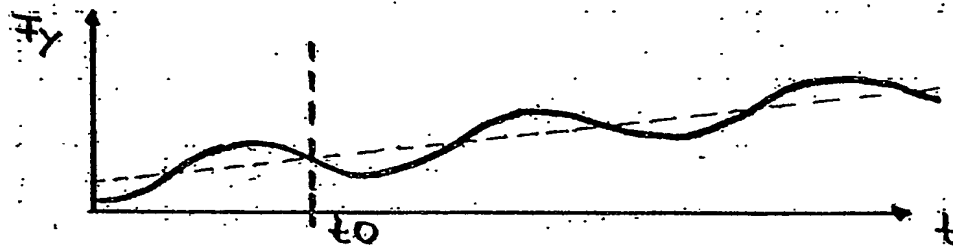


Fig. 6

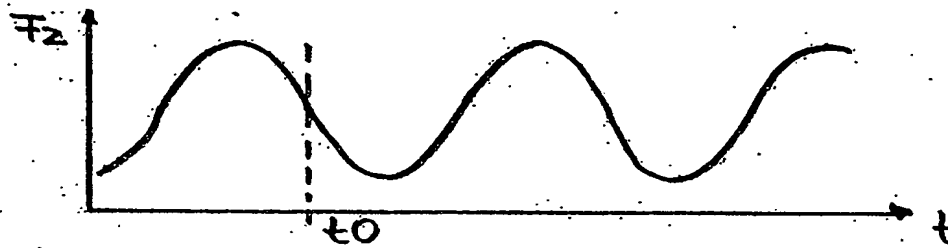


Fig. 7

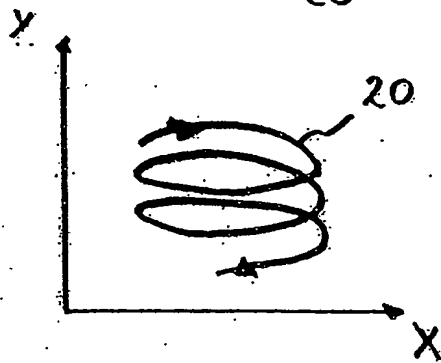


Fig. 8

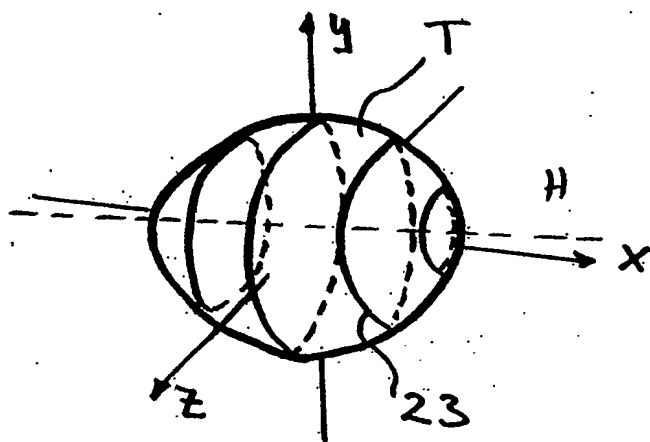


Fig. 10

Patentanwälte
GEYER, FEHNERS & PARTNER (G.b.R.)

European Patent and Trademark Attorneys

MÜNCHEN - JENA

Büro München / Munich Offices:

Perhamerstraße 31 · D-80687 München · Telefon: (089) 5 46 15 20 · Telefax: (089) 5 46 03 92 · e-mail: gefepat.muc@t-online.de

Büro Jena / Jena Offices:

Sellierstraße 1 · D-07745 Jena · Telefon: (036 41) 2 91 50 · Telefax: (036 41) 2 91 51 · e-mail: gefepat.jena@t-online.de

Carl Zeiss Meditec AG
Anwaltsakte: PAT 9030/044

25. Juli 2003
K/22/ch(me)

Zusammenfassung

- 5 Es wird beschrieben ein Verfahren zum Ausbilden einer ein Teilvolumen (T) innerhalb eines transparenten Materials (5) umschließenden Schnittfläche (9) durch Erzeugen optischer Durchbrüche (8) im Material (5) mittels entlang einer optischen Achse (A) ins Material (5) fokussierter Laserstrahlung (3), wobei der Fokuspunkt (7) dreidimensional verstellt wird, um die Schnittfläche (9) durch Aneinanderreihung der optischen Durchbrüche (8) zu bilden, wobei der
- 10 Fokuspunkt (7) entlang einer Raumspirale (22) verstellt wird, die in der Schnittfläche (9) liegt und entlang einer im wesentlichen rechtwinklig zur optischen Achse (A) liegenden Hauptachse (H) verläuft.

15 Fig.1